



①9 BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT

⑫ **Offenlegungsschrift**
⑩ **DE 199 50 794 A 1**

⑤1 Int. Cl. 7:
G 03 B 42/02
A 61 B 6/02
G 01 N 23/04

②1 Aktenzeichen: 199 50 794.5
②2 Anmeldetag: 21. 10. 1999
④3 Offenlegungstag: 13. 6. 2001

DE 199 50 794 A 1

⑦1 Anmelder:
Siemens AG, 80333 München, DE

⑦2 Erfinder:
Popescu, Stefan, Dr., Bukarest, RO

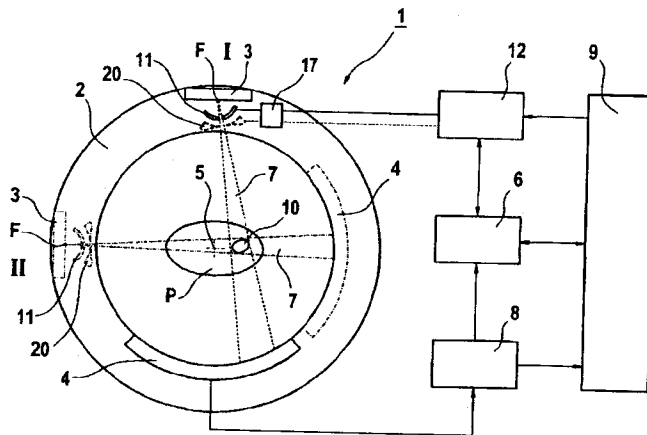
⑤6 Entgegenhaltungen:
DE 43 03 748 C2
DE 197 55 764 A1
DE 41 37 242 A1

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

⑤4 Röntgeneinrichtung und Verfahren zur Beeinflussung von Röntgenstrahlung

⑤7 Die Erfindung betrifft eine Röntgeneinrichtung mit einer Röntgenstrahlenquelle (3) und einem Röntgenstrahlenempfänger (4), welche Röntgenstrahlenquelle (3) relativ zu einem Objekt (P) verstellbar ist und im Zuge radiologischer Aufnahmen von dem Objekt (P) Röntgenstrahlung in Richtung auf den Röntgenstrahlenempfänger (4) aussendet. Die Röntgeneinrichtung weist im Strahlengang der Röntgenstrahlung angeordnete Mittel (11, 20) zur Beeinflussung der Form und/oder des Intensitätsprofils der Röntgenstrahlung auf, wobei die Mittel (11, 20) während radiologischer Aufnahmen von dem Objekt (P) zur Beeinflussung der Form und/oder des Intensitätsprofils der Röntgenstrahlung dynamisch einstellbar sind. Die erfindungsgemäßen Verfahren betreffen die Art und Weise der dynamischen Einstellung der Mittel (11, 20).



DE 199 50 794 A 1

Die Erfindung betrifft eine Röntgeneinrichtung aufweisend eine Röntgenstrahlenquelle und einen Röntgenstrahlenempfänger, welche Röntgenstrahlenquelle relativ zu einem Objekt verstellbar ist und im Zuge radiologischer Aufnahmen von dem Objekt Röntgenstrahlung in Richtung auf den Röntgenstrahlenempfänger aussendet, und im Strahlengang der Röntgenstrahlung angeordnete Mittel zur Beeinflussung der Form und/oder des Intensitätsprofils der Röntgenstrahlung. Die Erfindung betrifft außerdem Verfahren zur Beeinflussung von Röntgenstrahlung.

Bei der Erzeugung von Röntgenbildern von einem Objekt besteht grundsätzlich der Wunsch, den für eine Untersuchung interessierenden Bereich des Objektes in sehr guter Qualität, d. h. mit geringem Bildrauschen, im Röntgenbild darzustellen. Das zu untersuchende Objekt wird deshalb mit einer derartigen Röntgendosis beaufschlagt, daß sich ein gutes Signal-/Rauschverhältnis einstellt, also das Bildrauschen in dem einen interessierenden Bereich darstellenden Bildbereich relativ gering ist. Nachteilig ist dabei, insbesondere im Hinblick auf die medizinische Anwendung von Röntgenstrahlung, beispielsweise bei der Erzeugung von Röntgenbildern von relativ kleinen, diagnostisch interessierenden Geweberegionen, wie dem Herzen oder Gefäßen, daß das das interessierende Gewebe umgebende, diagnostisch weniger oder nicht relevante Gewebe, dessen Darstellung in schlechterer Bildqualität tolerierbar wäre, bei der Bildaufnahme ebenfalls der hohen Röntgendosis ausgesetzt wird.

Um die Strahlenbelastung für das das interessierende Gewebe umgebende Gewebe zu reduzieren, ist es beispielsweise aus der Computertomographie bekannt, Keilfilter zu verwenden, welche in der Regel ein von einer Röntgenstrahlenquelle ausgehendes Röntgenstrahlenbündel derart beeinflussen, daß die Intensität der auf die zentralen Röntgendetektoren des Röntgenstrahlenempfängers auftreffenden Röntgenstrahlen des Röntgenstrahlenbündels höher ist als die Intensität der Röntgenstrahlen, welche auf die äußeren Röntgendetektoren des Röntgenstrahlenempfängers auftreffen, da diese bereits durch das Keilfilter vor dem Durchtritt durch das Objekt geschwächt werden. Wird das interessierende Gewebe eines zu untersuchenden Objektes demnach im Rotationszentrum des Computertomographen platziert, ergibt sich für das das interessierende Gewebe umgebende Gewebe infolge der Wirkung des Keilfilters eine verhältnismäßig geringe Strahlenbelastung. Die verwendeten Keilfilter sind dabei in der Regel an das Absorptionsprofil eines homogenen, zirkularen Phantoms angepaßt. Das Intensitätsprofil der Röntgenstrahlung, welches sich mit einem derartigen Keilfilter erzeugen läßt, ist demnach zwar relativ gut an das Absorptionsprofil des Phantoms, aber nur in Ausnahmefällen, gut an das Absorptionsprofil verschiedener Körperschichten von einem oder verschiedenen Patienten angepaßt.

Ein anderes Vorgehen um die Strahlenbelastung für das das interessierende Gewebe umgebende Gewebe zu reduzieren, besteht in der Verwendung eines der Röntgenstrahlenquelle zugeordneten Kollimators mit einem verkleinerten zentralen Strahlungsfenster, so daß beispielsweise bei der Röntgenbildgebung mit einem Computertomographen das interessierende Gewebe in einer Kreisscheibe, deren Mittelpunkt mit dem Rotationszentrum des Computertomographen zusammenfällt, abgebildet wird. Dieses Vorgehen erlaubt jedoch nur die Einstellung des Durchmessers der das interessierende Gewebe zeigenden Kreisscheibe und erfordert zudem, daß das interessierende Gewebe bei einer Untersuchung möglichst genau im Rotationszentrum der Röntgeneinrichtung platziert ist.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, eine Röntgeneinrichtung der eingangs genannten Art derart auszuführen, daß die Erzeugung eines qualitativ hochwertigen Röntgenbildes von einem interessierenden Bereich eines Objektes vereinfacht und mit geringerer Strahlenbelastung für den den interessierenden Bereich des Objektes umgebenden Bereich verbunden ist. Der Erfindung liegt außerdem die Aufgabe zugrunde, für die Bildgebung mit Röntgenstrahlung ein Verfahren zur Reduzierung der Strahlenbelastung für einen einen interessierenden Bereich eines Objektes umgebenden Bereich anzugeben.

Nach der Erfindung wird die eine Aufgabe gelöst durch eine Röntgeneinrichtung aufweisend eine Röntgenstrahlenquelle und einen Röntgenstrahlenempfänger, welche Röntgenstrahlenquelle relativ zu einem Objekt verstellbar ist und im Zuge radiologischer Aufnahmen von dem Objekt Röntgenstrahlung in Richtung auf den Röntgenstrahlenempfänger aussendet, und im Strahlengang der Röntgenstrahlung angeordnete Mittel zur Beeinflussung der Form und/oder des Intensitätsprofils der Röntgenstrahlung, wobei die Mittel während radiologischer Aufnahmen von dem Objekt zur Beeinflussung der Form und/oder des Intensitätsprofils der Röntgenstrahlung dynamisch einstellbar sind. Die dynamische, d. h. die automatisch veränderbare, Einstellung der Mittel erlaubt es, die Form und/oder das Intensitätsprofil der in Richtung des Objektes von der Röntgenstrahlenquelle ausgesandten Röntgenstrahlung bei verschiedenen aufeinanderfolgenden radiologischen Aufnahmen von dem Objekt, beispielsweise bei Verstellungen der Röntgenstrahlenquelle relativ zu dem zu untersuchenden Objekt, den von einander verschiedenen Lagen des Fokus der Röntgenstrahlenquelle relativ zu einem interessierenden Bereich des Objektes derart anzupassen, daß der den interessierenden Bereich umgebende Bereich des Objektes mit keiner oder einer nur geringen Röntgenstrahlung beaufschlagt wird. Dabei muß sich der interessierende Bereich bei einer rotatorischen Verstellung der Röntgenstrahlenquelle relativ zu dem Objekt nicht notwendigerweise im Rotationszentrum der Röntgenstrahlenquelle befinden, wodurch wiederum die Bildaufnahme aufgrund entfallender langwieriger Ausrichtprozesse des Objektes und der Röntgeneinrichtung relativ zueinander vereinfacht wird. Die den jeweiligen Gegebenheiten bei radiologischen Aufnahmen von einem Objekt vorzunehmenden Einstellungen der Mittel zur Beeinflussung der Form und/oder des Intensitätsprofils der Röntgenstrahlung erfolgt vorzugsweise durch den Mitteln zugeordnete Steuermittel.

Eine Ausführungsform der Erfindung sieht vor, daß die Mittel zur Beeinflussung der Form und/oder des Intensitätsprofils der Röntgenstrahlung einen der Röntgenstrahlenquelle zugeordneten, ein Strahlungsfenster aufweisenden Kollimator umfassen, wobei die Größe des Strahlungsfensters dynamisch einstellbar ist. Gemäß einer Variante der Erfindung ist die Größe des Strahlungsfensters des Kollimators durch sich relativ zueinander bewegende Elemente des Kollimators veränderbar. Durch entsprechende Verstellung der Elemente kann demnach nicht nur die Form der Röntgenstrahlung, d. h. deren Strahlenquerschnitt, sondern auch die Lage des Strahlungsfensters des Kollimators relativ zum Fokus der Röntgenstrahlenquelle und somit der Verlauf der Röntgenstrahlung eingestellt werden. Auf diese Weise ist der Verlauf der Röntgenstrahlung derart einflußbar, daß unabhängig von der Lage des Fokus relativ zu einem zu untersuchenden Objekt im wesentlichen nur der interessierende Bereich des Objektes durchstrahlt wird. Die Röntgenstrahlung, welche auf das Material des Kollimators trifft, wird dabei im Vergleich zu der durch das in seiner Größe, Form und Lage dynamisch einstellbare Strahlungsfensters des Kollimators hindurchtretenden Röntgenstrahlung deut-

lich geschwächt oder sogar vollkommen von dem Material des Kollimators absorbiert, so daß die Röntgendosis mit der ein einen interessierenden Bereich umgebender Bereich eines Objektes beaufschlagt wird, wesentlich geringer ist als die Röntgendosis, welche den interessierenden Bereich beaufschlagt.

Eine Variante der Erfindung sieht vor, daß sich die Elemente des Kollimators entlang einer Kreisbahn bewegen, deren Krümmungsmittelpunkt vorzugsweise im Fokus der Röntgenstrahlenquelle liegt. Diese Ausführung ist dahingehend vorteilhaft, daß sich bei konstanter Materialdicke der verstellbaren Elemente des Kollimators aufgrund der stets wenigstens im wesentlichen gleichen Wegstrecke, welche die Röntgenstrahlung beim durchqueren der Elemente zurücklegt, die sich durch die Verstellung der Elemente ergebenden Variationsmöglichkeiten im Absorptionsprofil des Kollimators minimieren. Bei Elementen, welche nahezu kreisförmig mit der Krümmung der Kreisbahn gekrümmt sind, erlaubt dies für ausgewählte Einstellungen der Elemente des Kollimators und Intensitäten der Röntgenstrahlung die Ermittlung und Speicherung einiger weniger für die Bildgebung erforderlicher Absorptionsprofile des Kollimators, welche zur Bereitstellung des bei einer Röntgenaufnahme der aktuellen Stellung der Elemente entsprechenden Absorptionsprofils des Kollimators nur einfachen Shift-Operationen unterzogen werden müssen. Anstelle von kreisförmig gekrümmten Elementen können auch planare oder anders geformte Elemente verwendet werden, welche jedoch bei die Größe des Strahlungsfensters verändernden Einstellungen der Elemente zur Minimierung der Variationsmöglichkeiten im Absorptionsprofil des Kollimators entlang der Kreisbahn bewegt werden sollten. Andernfalls variieren die Absorptionsprofile des Kollimators stark bei verschiedenen Einstellungen der Elemente, da die Pfadlänge der Röntgenstrahlung durch des Kollimatormaterial bzw. dessen verstellbare Elemente eine Funktion des Abstandes der Elemente vom Fokus der Röntgenstrahlenquelle ist. In diesem Fall müssen für verschiedene Einstellungen der Elemente jeweils Absorptionstabellen erstellt werden, da mit einfachen Shift-Operationen einiger weniger ermittelter Absorptionsprofile die für die Rekonstruktion von Röntgenbildern benötigten Absorptionsprofile nicht ermittelbar sind.

Eine weitere Ausführungsform der Erfindung sieht vor, daß die Mittel zur Beeinflussung der Form und/oder des Intensitätsprofils der Röntgenstrahlung wenigstens einen der Röntgenstrahlenquelle zugeordneten, relativ zueinander bewegliche Elemente aufweisenden Keilfilter umfassen, dessen Elemente sich gemäß einer Variante der Erfindung zur Minimierung der Variationsmöglichkeiten im Absorptionsprofil des Keilfilters wie die Elemente des Kollimators auf einer Kreisbahn bewegen. Auch mit den einstellbaren Elementen des Keilfilters lassen sich die Form und/oder das Intensitätsprofil der von der Röntgenstrahlenquelle ausgehenden Röntgenstrahlung derart beeinflussen, daß ein einen diagnostisch interessierenden Bereich umgebender, diagnostisch weniger relevanter Bereich mit einer verhältnismäßig geringen Röntgendosis beaufschlagt wird.

Eine Variante der Erfindung sieht Meßmittel zur Erfassung der Einstellung der Mittel zur Beeinflussung der Form und/oder des Intensitätsprofils der Röntgenstrahlung vor. Nach einer anderen Variante der Erfindung sind die Mittel zur Beeinflussung der Form und/oder des Intensitätsprofils der Röntgenstrahlung mit Mitteln versehen, welche einen markanten, detektierbaren Hub im Intensitätsprofil der Röntgenstrahlung bewirken. Gemäß einer Ausführungsform der Erfindung sind die den markanten, detektierbaren Hub im Intensitätsprofil der Röntgenstrahlung hervorrufenden Mittel in Form einer Materialschwächung und/oder einer

Materialverstärkung der Mittel zur Beeinflussung der Form und/oder des Intensitätsprofils der Röntgenstrahlung ausgebildet. Eine derartige Materialschwächung kann beispielsweise in Form eines Schlitzes und eine Materialverstärkung in Form eines Steges ausgebildet sein. Sowohl die Meßmittel als auch die Mittel, welche den detektierbaren Hub im Intensitätsprofil bewirken, dienen dazu, bei jeder Röntgenaufnahme für die aktuelle Einstellung der Mittel zur Beeinflussung der Form und/oder des Intensitätsprofils der Röntgenstrahlung das jeweils für die Rekonstruktion von Bildern erforderliche Absorptionsprofil der Mittel aus den vorzugsweise vor Objektmessungen ermittelten und gespeicherten Absorptionstabellen zu bestimmen.

Die andere Aufgabe der Erfindung wird gelöst durch ein Verfahren zur Beeinflussung der Form und/oder des Intensitätsprofils der Röntgenstrahlung mit einer erfindungsgemäß ausgebildeten Röntgeneinrichtung, bei der die Einstellung der Mittel auf Basis einer vor einer Objektmessung in Abhängigkeit von den während der Objektmessung von der Röntgenstrahlenquelle einzunehmenden Positionen ermittelten Funktion erfolgt. Die Einstellung der Mittel erfolgt vorzugsweise durch Steuermittel, welche die Mittel zur Beeinflussung der Form und/oder des Intensitätsprofils entsprechend der offline, also vor einer Objektmessung, ermittelten Funktion während der Objektmessung einstellen. Für einen Computertomographen ist die Einstellung der Mittel und somit die Modulation der Röntgenstrahlung, beispielsweise eine Funktion des Drehwinkels der Röntgenstrahlenquelle um das Drehzentrum des Computertomographen.

Die andere Aufgabe der Erfindung wird auch gelöst durch ein Verfahren zur Beeinflussung der Form und/oder des Intensitätsprofils der Röntgenstrahlung einer erfindungsgemäß ausgebildeten Röntgeneinrichtung, bei dem die Beeinflussung der Form und/oder des Intensitätsprofils der Röntgenstrahlung auf Basis von während einer Objektmessung ermittelter Strahlenschwächungswerte, also online, erfolgt. In diesem Fall werden die mit einem Datenmeßsystem ermittelten Strahlenschwächungswerte beispielsweise den Steuermitteln zur Verfügung gestellt, welche anhand der Strahlenschwächungswerte die Einstellung der Mittel zur Beeinflussung der Form und/oder des Intensitätsprofils berechnen und veranlassen.

Ein Ausführungsbeispiel der Erfindung ist in den beigegeführten schematischen Zeichnungen dargestellt. Es zeigen:

Fig. 1 eine erfindungsgemäße Röntgeneinrichtung am Beispiel eines Computertomographen,

Fig. 2 der Kollimator des Computertomographen aus **Fig. 1** und

Fig. 3 das Keilfilter des Computertomographen aus **Fig. 1**.

Fig. 1 zeigt in schematischer Darstellung eine erfindungsgemäße Röntgeneinrichtung in Form eines Computertomographen **1**. Der Computertomograph **1** weist eine Gantry **2** auf, welche mit einer Röntgenstrahlenquelle **3** und einem Röntgenstrahlendetektor **4** versehen ist und um ein Drehzentrum **5** drehbar ist. Die Drehbewegung der Gantry **2** wird in nicht dargestellter Weise von einem elektrischen Antrieb bewerkstelligt, der von einer Systemsteuerung **6** des Computertomographen **1** angesteuert wird.

Im Betrieb des Computertomographen **1** dreht sich die Gantry **2** um ein Meßobjekt, im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels um einen Patienten **P**, wobei von der Röntgenstrahlenquelle **3** ein fächerförmiges Röntgenstrahlenbündel **7** ausgeht, welches den Patienten **P** durchdringt, und auf den Röntgenstrahlendetektor **4** auftrifft. Mit dem Röntgenstrahlendetektor **4** ist ein Datenmeßsystem **8** verbunden, welches während der Patientenmessung die von dem Röntgenstrahlendetektor **4** gemessenen Strahlenschwä-

chungswerte ausliest und an ein Bildrekonstruktionssystem 9 weiterleitet. Auf Basis der gemessenen Strahlungswertungswerte und der Positionsdaten der Gantry 2, welche die Systemsteuerung 6 dem Bildrekonstruktionssystem 9 zur Verfügung stellt, kann das Bildrekonstruktionssystem 9 Schnittbilder oder 3D-Bilder von untersuchten Körperregionen des Patienten P rekonstruieren. Die Darstellung der rekonstruierten Bilder kann in an sich bekannter Weise auf einer nicht dargestellten Anzeigeeinrichtung erfolgen.

Im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels wird mit dem Computertomographen 1 das Herz 10 des Patienten P diagnostisch untersucht. Das an sich bei einer Röntgenprojektion ein scheibenförmiges Querschnittsvolumen des Patienten P durchdringende Röntgenstrahlenbündel ist im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels durch einen der Röntgenstrahlenquelle 3 zugeordneten, ein in Größe, Form und Lage relativ zum Fokus F der Röntgenstrahlenquelle 3 einstellbares Strahlungsfenster 15 aufweisenden Kollimator 11 derart dynamisch beeinflussbar, daß es unabhängig von der Lage des Fokus F relativ zum Patienten P stets im wesentlichen nur die das Herz 10 aufweisende Körperregion des Patienten P durchdringt. Eine dem Kollimator 11 zugeordnete Kollimatorsteuerung 12 sorgt im Betrieb des Computertomographen 1 dabei dafür, daß die Größe, Form und Lage des Strahlungsfensters 15 des Kollimators 11 dem radiologisch zu untersuchenden Bereich stets dynamisch angepaßt ist, d. h. daß ein Röntgenstrahlenbündel 7 geformt wird, welches im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels nur die das Herz 10 aufweisende Körperregion des Patienten P durchdringt. Auf diese Weise wird erreicht, daß die Röntgendosis, mit welcher das diagnostisch nicht interessierende, das Herz 10 umgebende Gewebe während der radiologischen Untersuchung des Herzens 10 beaufschlagt wird, im Vergleich zu den bekannten Aufnahmemethoden deutlich reduziert ist. In Fig. 1 ist für zwei Stellungen I und II der Gantry 2 der Verlauf des Röntgenstrahlenbündels 7 exemplarisch gezeigt.

Fig. 2 zeigt in schematischer Darstellung den Kollimator 11 mit in Richtung der Doppelpfeile a verstellbaren, die Größe, Form und Lage des Strahlungsfensters 15 relativ zum Fokus F einstellenden Elementen 13, 14, welche unabhängig voneinander von der Kollimatorsteuerung 12 ansteuerbar, d. h. dynamisch in eine bestimmte Position einstellbar, sind. In Abhängigkeit von dem Material und der Dicke des Material des Kollimators 11 kann außerhalb des einstellbaren Strahlungsfensters 15 nur Röntgenstrahlung geringer Intensität zum Patienten P gelangen. Der Kollimator 11 kann jedoch auch derart ausgebildet sein, daß die Röntgenstrahlung, welche auf die Elemente 13, 14 des Kollimators 11 trifft, vollständig absorbiert wird.

Die Verstellung der Elemente 13, 14 erfolgt vorzugsweise entlang einer Kreisbahn 16, deren Krümmungsmittelpunkt im Fokus F der Röntgenstrahlenquelle 3 liegt. Auf diese Weise reduzieren sich bei im wesentlichen konstanter Dicke der verstellbaren Elemente 13, 14 des Kollimators 11 aufgrund der stets wenigstens im wesentlichen gleichen Wegstrecke, welche die Röntgenstrahlung beim durchqueren der Elemente 13, 14 zurücklegt, die sich durch die Verstellung der Elemente 13, 14 ergebenden Variationsmöglichkeiten im Absorptionsprofil des Kollimators 11, dessen Kenntnis für die Rekonstruktion von Bildern erforderlich ist. Demnach vereinfacht sich auch die Ermittlung der bei verschiedenen Einstellungen der Elemente 13, 14 wirksamen Absorptionsprofile des Kollimators 11. Vorzugsweise erfolgt die Ermittlung von Absorptionsprofilen des Kollimators 11 für verschiedene Einstellungen der Elemente 13, 14 des Kollimators 11 vor Patientenmessungen. Die ermittelten Absorptionsprofile werden anschließend in Absorptionsta-

ellen gespeichert und können bei der Rekonstruktion von Bildern aus mit dem Computertomographen 1 angefertigten Röntgenaufnahmen für die dabei gewählte Einstellung der Elemente 13, 14 aus den Absorptionstabellen bestimmt werden. Sind wie im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels die Elemente 13, 14 mit einer der Kreisbahn 16 entsprechenden Krümmung gekrümmt ausgeführt und entlang der Kreisbahn 16 verstellbar, müssen für nur wenige Einstellungen der Elemente 13, 14 Absorptionsprofile ermittelt und gespeichert werden, da sich Absorptionsprofile, welche bei anderen Einstellungen der Elemente 13, 14 als bei den gemessenen vorherrschen, durch einfache auf die gemessenen Absorptionsprofile anwendbare Shift-Operationen ermitteln lassen. Unter einer Shift-Operation ist dabei zu verstehen, daß bei einer physikalischen Verschiebung der Elemente 13, 14 eine entsprechende rechnerisch vorzunehmende Verschiebung der Absorptionswerte eines zur Rekonstruktion eines Bildes erforderlichen, zuvor ermittelten und gespeicherten Absorptionsprofils des Kollimators 11 vorzunehmen ist.

Alternativ oder zusätzlich zu dem Kollimator 11 kann ein in Fig. 1 schematisch angedeutetes Keilfilter 20 zur Beeinflussung der Form und/oder des Intensitätsprofils der Röntgenstrahlung der Röntgenstrahlenquelle 3 vorgesehen sein.

Fig. 3 zeigt ein derartiges Keilfilter 20, welches in mit dem Kollimator 11 vergleichbarer Weise zwei entlang einer Kreisbahn 21, deren Krümmungsmittelpunkt vorzugsweise im Fokus F der Röntgenstrahlenquelle 3 liegt, in Richtung der Doppelpfeile b bewegliche Elemente 22, 23 umfaßt. Das Keilfilter 20 weist im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels eine dem zu untersuchenden Herzen 10 angepaßte Absorptionscharakteristik auf und ist ebenfalls mit seinen Elementen 22, 23 derart einstellbar, daß das zu untersuchende Herz 10 mit hoher und das das Herz 10 umgebende Gewebe mit einer relativ niedrigen Röntgendosis beaufschlagt wird. In Abhängigkeit von der Lage des Fokus F relativ zum Herzen 10 werden dabei, wie im Falle des Kollimators 11, die Elemente 22, 23 des Keilfilters 20 entsprechend von der Kollimatorsteuerung 12 eingestellt. Wie im Falle des Kollimators 11 werden auch für das Keilfilter 20 in der Regel vor Objektmessungen für unterschiedliche Einstellungen der Elemente 22, 23 Absorptionstabellen erstellt, welche bei der Rekonstruktion von Bildern vom Herzen 10 des Patienten P herangezogen werden.

Neben den in Fig. 2 gezeigten Elementen 13, 14 des Kollimators 11 und den in Fig. 3 gezeigten Elementen 22, 23 des Keilfilters 20 können der Kollimator 11 und das Keilfilter 20 noch zusätzliche relativ zueinander und relativ den Elementen 13, 14 bzw. den Elementen 22, 23 bewegliche Elemente aufweisen, mit denen das Röntgenstrahlenbündel formbar ist. Vorzugsweise bewegen sich die zusätzlichen Elemente ebenfalls auf einer Kreisbahn deren Krümmungsmittelpunkt der Fokus F der Röntgenstrahlenquelle ist.

Grundsätzlich besteht die Möglichkeit, mehrere, beispielsweise an unterschiedliche anatomischen Regionen von Menschen angepaßte, Kollimatoren und Keilfilter autoselektierbar in dem Computertomographen 1 bereitzuhalten und für entsprechenden Untersuchungen wahlweise einzusetzen.

Um bei jeder Röntgenaufnahme das der aktuellen Einstellung des Kollimators 11 bzw. des Keilfilters 20 entsprechende Absorptionsprofil dem Bildrekonstruktionssystem 9 für die Rekonstruktion von Bildern bereitstellen zu können, weist der Computertomograph 1 im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels Meßmittel 17, z. B. Wegaufnehmer, auf, welche die Einstellung der Elemente 13, 14 des Kollimators 11 bzw. die Einstellung der Elemente 22, 23 des Keilfilters 20 ermitteln und der Systemsteuerung 6 zur Ver-

fügung stellen. Alternativ kann die Ermittlung der aktuellen Einstellung des Kollimators **11** und des Keilfilters **20** auch dadurch bewerkstelligt werden, daß, wie in **Fig. 3** für das Keilfilter **20** exemplarisch gezeigt, an jedem Element **22, 23** des Keilfilters **20** Mittel in Form eines Schlitzes **24** und eines Steges **25** vorhanden sind, welche markante, detektierbare Hübe in den Intensitätsprofilen bzw. in den mit dem Röntgenstrahlendetektor **4** und dem Datenmeßsystem **8** ermittelten Strahlenschwächungsprofilen bewirken. Anhand der Lagen der markanten Hübe in den Strahlenschwächungsprofilen können, beispielsweise auf Basis von Korrelationsalgorithmen, ebenfalls die jeweils aktuellen Einstellungen des Kollimators **11** sowie des Keilfilters **20** ermittelt werden und somit die jeweils zugehörigen Absorptionsprofile mit Hilfe der Absorptionstabellen für die Rekonstruktion von Bildern bestimmt werden.

Diese Formen der Ermittlung der aktuellen Einstellungen des Kollimators **11** bzw. des Keilfilters **20** bei Röntgenprojektionen machen mechanisch aufwendige Mittel zur exakten Einstellung der Elemente **13, 14** bzw. **22, 23** entbehrlich.

Sind derartige Mittel zur Einstellung der Elemente **13, 14** des Kollimators **11** bzw. der Elemente **22, 23** des Keilfilters **20** jedoch vorhanden und somit die präzisen Einstellungen der Elemente **13, 14** des Kollimators **11** bzw. der Elemente **22, 23** des Keilfilters **20** aus den Steuerdaten der Kollimatorsteuerung **12** für jede Projektion für das Bildrekonstruktionssystem **9** verfügbar, kann auf die Meßmittel **17** sowie auf die Mittel, welche detektierbare Hübe im Intensitätsprofil erzeugen, ganz verzichtet werden.

Für den in **Fig. 1** gezeigten Computertomographen **1** sind verschiedene Betriebsmodi möglich.

In einem ersten Betriebsmodus gibt das Bildrekonstruktionssystem **9** der Kollimatorsteuerung **12** eine Einstellung für die Größe, Form und Lage des Strahlungsfensters **15** des Kollimators **11** relativ zum Fokus **F** der Röntgenstrahlenquelle **3** vor. Die Kollimatorsteuerung **12** stellt entsprechend der Vorgabe die Elemente **13, 14** des Kollimators **11** ein und hält diese während der gesamten Aufnahme von Röntgenbildern konstant.

In einem zweiten Betriebsmodus erhält die Kollimatorsteuerung **12** von dem Datenmeßsystem **8** über die Systemsteuerung **6** gemessene Strahlenschwächungswerte. Die Kollimatorsteuerung **12** stellt während eines Scans anhand der im Zuge jeder Projektion des Scans gemessenen Strahlenschwächungswerte, welche die Ermittlung der Größe und der Lage des Herzens **10** gestatten, die Größe, Lage und Form des Strahlungsfensters **15** des Kollimators **11** derart ein, daß die Form bzw. der Verlauf des Röntgenstrahlenbündels **7** an die Lage des Herzens **10** des Patienten **P** relativ zum Fokus **F** der Röntgenstrahlenquelle **3** angepaßt ist.

In einem dritten Betriebsmodus übermittelt das Bildrekonstruktionssystem **9** der Kollimatorsteuerung **12** anhand der ermittelten Strahlenschwächungswerte die Größe und die Lage des Herzens **10**. Die Kollimatorsteuerung **12** erhält darüber hinaus den aktuellen Drehwinkel der Gantry **2** von der Systemsteuerung **6**, so daß die Kollimatorsteuerung **12** basierend auf diesen Informationen die Größe, Form und Lage des Strahlungsfensters **15** des Kollimators während der Rotation der Gantry **2** einstellen kann.

In einem vierten Betriebsmodus kann die Einstellung der Form, Lage und Größe des Strahlungsfensters **15** des Kollimators **11** auf Basis einer vor der Patientenmessung ermittelten Funktion und zwar in Abhängigkeit von den während der Patientenmessung von der Röntgenstrahlenquelle **3** einzunehmenden Positionen erfolgen. Im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels kann die Einstellung des Kollimators **11** funktionsgesteuert z. B. in Abhängigkeit von Drehwinkel der Gantry **2** erfolgen. Derartige Funktionen

lassen sich für die Untersuchungen verschiedener Körperregionen ermitteln und im Bedarfsfall bei Patientenmessungen anwenden.

In analoger Weise zu der dynamischen Einstellung des Kollimators **11**, wie sie exemplarisch an den aufgezeigten Betriebsmodi des Computertomographen **1** erläutert wurde, kann auch die Einstellung des Keilfilters **20** durch die Kollimatorsteuerung **12** erfolgen.

Das Keilfilter **20** kann dabei alternativ oder zusätzlich zu dem Kollimator **11** an der Röntgeneinrichtung vorhanden sein und betrieben werden. Kommen sowohl der Kollimator **11** als auch das Keilfilter **20** gleichzeitig zum Einsatz müssen entsprechende Absorptionsprofile, welche für die Rekonstruktion von Bildern erforderlich sind, bei unterschiedlichen Einstellungen der Elemente des Kollimators und des Keilfilters aufgenommen und für den späteren Gebrauch gespeichert werden.

Patentansprüche

1. Röntgeneinrichtung aufweisend eine Röntgenstrahlenquelle (**3**) und einen Röntgenstrahlenempfänger (**4**), welche Röntgenstrahlenquelle (**3**) relativ zu einem Objekt (**P**) verstellbar ist und im Zuge radiologischer Aufnahmen von dem Objekt (**P**) Röntgenstrahlung (**7**) in Richtung auf den Röntgenstrahlenempfänger (**4**) aussendet, und im Strahlengang der Röntgenstrahlung angeordnete Mittel (**11, 20**) zur Beeinflussung der Form und/oder des Intensitätsprofils der Röntgenstrahlung (**7**), wobei die Mittel (**11, 20**) während radiologischer Aufnahmen von dem Objekt (**P**) zur Beeinflussung der Form und/oder des Intensitätsprofils der Röntgenstrahlung dynamisch einstellbar sind.
2. Röntgeneinrichtung nach Anspruch 1, bei der die Mittel (**11, 20**) zur Beeinflussung der Form und/oder des Intensitätsprofils der Röntgenstrahlung einen der Röntgenstrahlenquelle (**3**) zugeordneten, ein Strahlungsfenster (**15**) aufweisenden Kollimator (**11**) umfassen, wobei die Größe des Strahlungsfensters (**15**) einstellbar ist.
3. Röntgeneinrichtung nach Anspruch 2, bei der die Größe des Strahlungsfensters (**15**) des Kollimators (**11**) durch sich relativ zueinander bewegende Elemente (**13, 14**) des Kollimators (**11**) veränderbar ist.
4. Röntgeneinrichtung nach Anspruch 3, bei der sich die Elemente (**13, 14**) des Kollimators (**11**) entlang einer Kreisbahn (**16**) bewegen.
5. Röntgeneinrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 4, bei der die Mittel (**11, 20**) zur Beeinflussung der Form und/oder des Intensitätsprofils der Röntgenstrahlung wenigstens einen der Röntgenstrahlenquelle (**3**) zugeordneten, relativ zueinander bewegliche Elemente (**22, 23**) aufweisenden Keilfilter (**20**) umfassen.
6. Röntgeneinrichtung nach Anspruch 5, bei der sich die Elemente (**22, 23**) des Keilfilters (**20**) entlang einer Kreisbahn (**21**) bewegen.
7. Röntgeneinrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 6, welche Meßmittel (**17**) zur Erfassung der Einstellung der Mittel (**11, 20**) zur Beeinflussung der Form und/oder des Intensitätsprofils der Röntgenstrahlung umfaßt.
8. Röntgeneinrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 7, bei der die Mittel (**11, 20**) zur Beeinflussung der Form und/oder des Intensitätsprofils der Röntgenstrahlung mit Mitteln (**24, 25**) versehen sind, welche einen detektierbaren Hub im Intensitätsprofil der Röntgenstrahlung bewirken.
9. Röntgeneinrichtung nach Anspruch 8, bei der die

den detektierbaren Hub im Intensitätsprofil der Röntgenstrahlung hervorrufenden Mittel in Form einer Materialschwächung (24) und/oder einer Materialverstärkung (25) der Mittel (11, 20) zur Beeinflussung der Form und/oder des Intensitätsprofils der Röntgenstrahlung ausgebildet sind. 5

10. Verfahren zur Beeinflussung der Form und/oder des Intensitätsprofils der Röntgenstrahlung für eine nach einem der Ansprüche 1 bis 9 ausgebildete Röntgeneinrichtung, bei dem die dynamische Einstellung der Mittel (11, 20) auf Basis einer vor einer Objektmessung in Abhängigkeit von den während der Objektmessung von der Röntgenstrahlenquelle (3) einzunehmenden Positionen ermittelten Funktion erfolgt. 10

11. Verfahren zur Beeinflussung der Form und/oder des Intensitätsprofils der Röntgenstrahlung (7) für eine nach einem der Ansprüche 1 bis 10 ausgebildete Röntgeneinrichtung, bei dem die dynamische Einstellung der Mittel (11, 20) auf Basis von während einer Objektmessung ermittelter Strahlenschwächungswerte erfolgt. 15 20

Hierzu 2 Seite(n) Zeichnungen

25

30

35

40

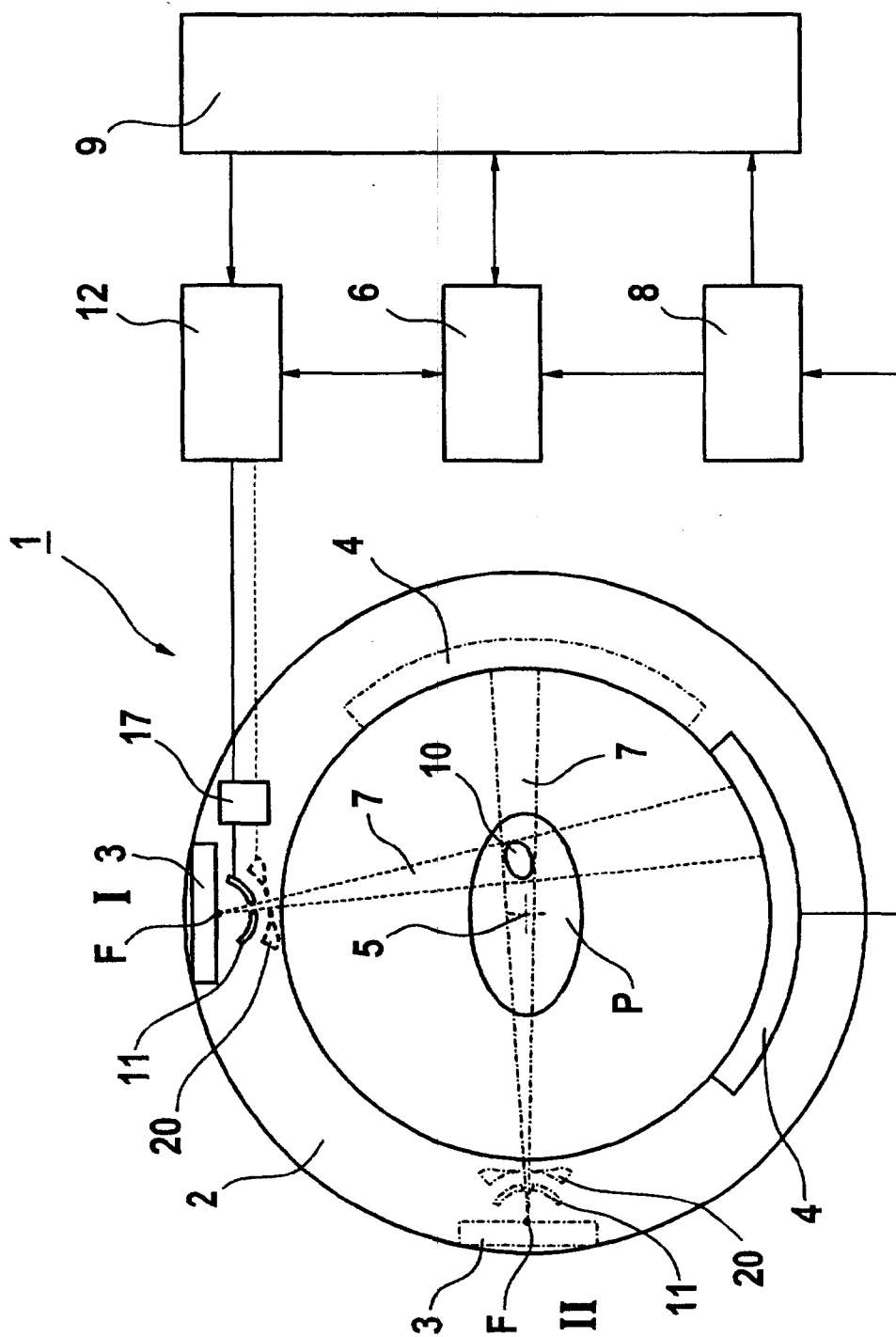
45

50

55

60

65



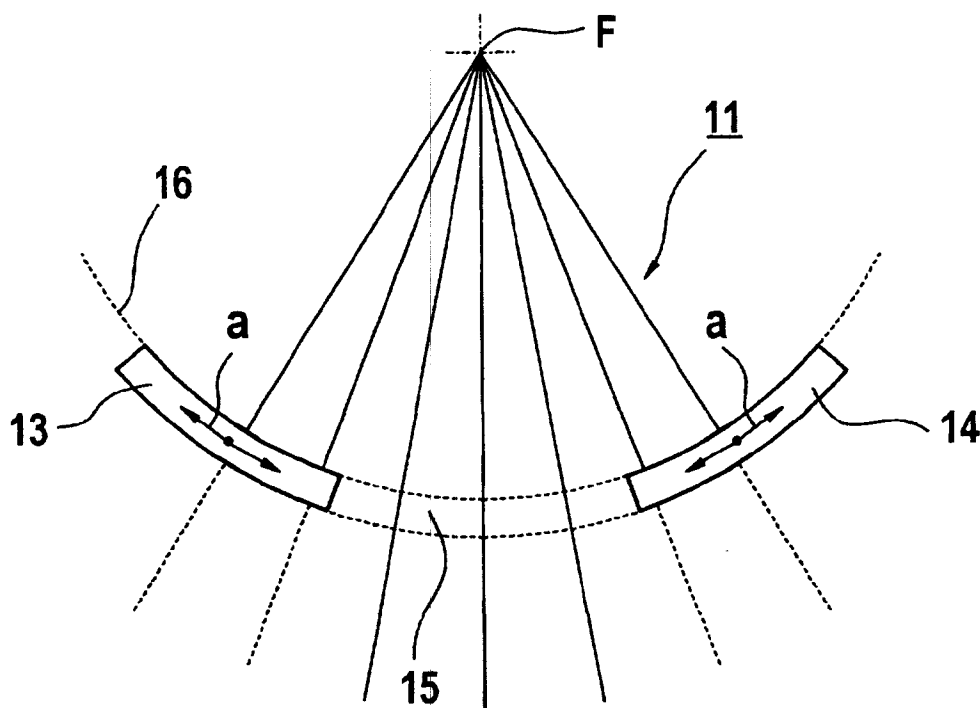


FIG 2

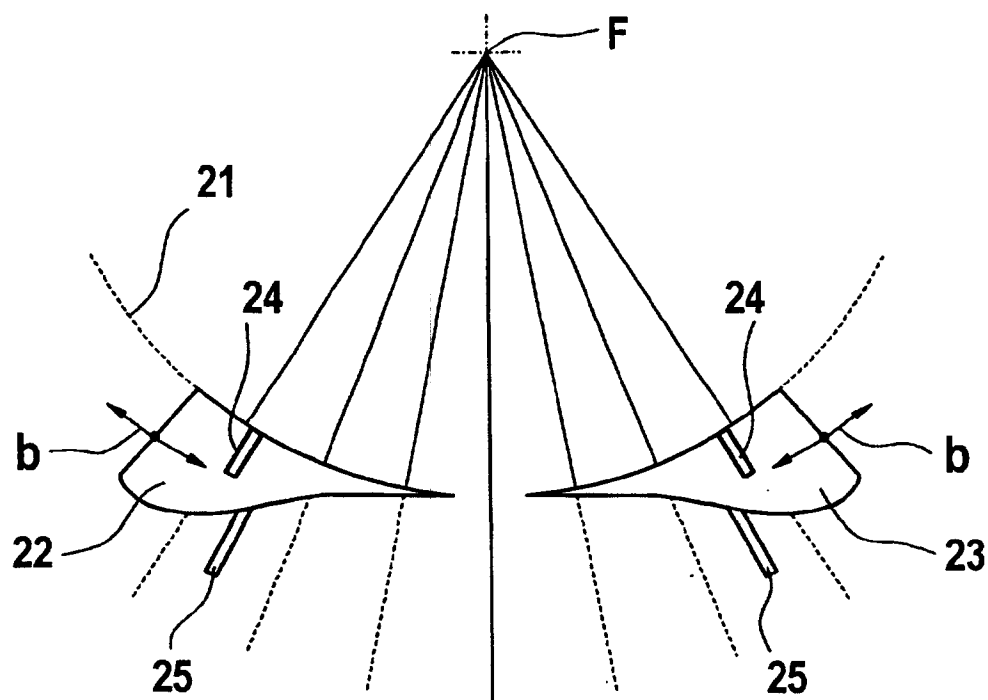


FIG 3